

NON-CONTACT TYPE TONOMETER

Patent Number: JP1008948
Publication date: 1989-01-12
Inventor(s): NISHIO KOJI; others: 01
Applicant(s): TOKYO OPTICAL CO LTD
Requested Patent:  JP1008948
Application Number: JP19870163679 19870630
Priority Number(s):
IPC Classification: A61B3/16 ; A61B5/02
EC Classification:
Equivalents: JP2612272B2

Abstract

PURPOSE: To determine not only the dynamic form of a pulse wave visually but also a measured intraocular pressure value as the correlation with the variation in a pulse wave, by displaying the pulse wave of an examinee and also displaying the point of time when intraocular pressure is measured so as to superpose the same on the displayed pulse wave.

CONSTITUTION: An intraocular pressure measuring and control circuit 30 prohibits that the signal corresponding to the pulse waveform PW of a pulse wave detection circuit 51 is inputted to an image processing circuit 47 when the clocking data as a clocking time t_d is inputted from the first timer 44 and inputs the signal corresponding to the pulse waveform PW of frame memory 45 to the image processing circuit 47. The pulse waveforms PW of two waves mutually adjacent before and behind are fixed to and displayed on the pulse wave display part 52a of a display device 52 inclusive of the point of time when intraocular pressure IOP is measured. The calculated intraocular pressure measuring time t_P is allowed to correspond to the time axis of the pulse waveform PW stored in the frame memory 45 to obtain a peak value CP. The image processing circuit 47 is controlled so that the index I, meaning which phase place of a pulse wave intraocular pressure is measured, is displayed at the place corresponding to the peak value CP of a display device 52 so as to be superposed on the pulse waveform PW and an intraocular pressure measured value IOP is digitally displayed on the intraocular pressure value display part 52b of the display device 52.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

⑩ 日本国特許庁 (JP) ⑪ 特許出願公開
⑫ 公開特許公報 (A) 昭64-8948

⑬ Int.CI.
A 61 B 3/16
5/02

識別記号 310
厅内整理番号
7184-4C
A-7259-4C

⑭ 公開 昭和64年(1989)1月12日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全6頁)

⑮ 発明の名称 非接触式眼圧計

⑯ 特願 昭62-163679
⑰ 出願 昭62(1987)6月30日

⑱ 発明者 西尾 幸治 東京都板橋区蓮沼町75番1号 東京光学機械株式会社内

⑲ 発明者 花村 嘉彦 東京都板橋区蓮沼町75番1号 東京光学機械株式会社内

⑳ 出願人 東京光学機械株式会社 東京都板橋区蓮沼町75番1号

㉑ 代理人 弁理士 西脇 民雄

明細書

1. 発明の名称

非接触式眼圧計

2. 特許請求の範囲

(1) 流体を被検眼に吹き付けて該被検眼の変形量と前記流体の圧力との関係から前記被検眼の眼圧を測定する非接触式眼圧計において、

被検者の脈波を検出する脈波検出手段と、該脈波検出手段によって検出された脈波波形を表示する表示手段と、前記眼圧の測定時点を前記表示手段に表示されている脈波波形に重ねて表示させる重合せ表示制御手段などを有することを特徴とする非接触式眼圧計。

3. 発明の詳細な説明

発明の目的

(産業上の利用分野)

この発明は、脈搏変動に基づく眼圧変動を考慮しつつ眼圧測定結果の信頼性の向上を図った眼圧計に関するものである。

(従来の技術)

眼圧計には、流体パルスを被検者の被検眼に向かって放出し、その被検眼の角膜の変形と放出された流体のパルスの圧力との関係から被検眼の眼圧値を測定する非接触式のもの、たとえば、エアバフ型のものがある。このものでは、瞬間に、たとえば、数10msという短い時間の間に流体パルスとしてのエアパルスを被検眼に向かって放出し、数msというごく短い時間の間に角膜を変形(たとえば圧平)させて眼圧測定を行なっている。ところで、被検眼の眼圧は脈搏変動に呼応して変動する。その眼圧変動は最大で数mmHgである。これに対し、人の正常な眼の眼圧値は、通常10mmHg~20mmHgである。また、人の脈搏変動の回数は通常60回/分~120回/分(1~2回/秒)であり、短かくともその脈搏変動の脈波の周期は500ms程度もある。したがって、脈搏変動に基づく眼圧変動を全く考慮せずに眼圧測定を行なうと、たとえば、脈波の山の箇所で眼圧測定が行われたとき、それに対応して測定眼圧値が高くなる。反対に、脈波の谷の箇所で眼圧測定が行われたとき、それに対

応して眼圧測定値が低くなる。よって、脈搏変動に基づく眼圧変動を考慮しないものとすると、測定眼圧値そのものの信頼性が低くなる。

そこで、脈搏変動に基づく眼圧変動を考慮して、眼圧測定を行なう眼圧計が提案されている(特公昭49-17476号公報参照)。この特公昭49-17476号に開示の眼圧計は、脈搏変動に基づく脈波の同一位相箇所に同期させて眼圧測定を行なわせるために、最大で1秒程度は被検眼に対する眼圧計のアライメント状態を維持させなければならないことになるが、被検眼は0.2秒~3秒の周期で数分の1ms~1msの幅の範囲で固視微動をしているため、アライメント状態を1秒もの間維持させ続けることは困難であり、検者が熟練を要すると共に操作が面倒なものとなっている。

(発明が解決しようとする問題点)

ところが、非接触式の眼圧計には、被検眼に対する眼圧計のアライメントに厳格さが要求されている。その眼圧測定を正確に行なうためには、たとえば、被検眼に対する流体放出ノズル(以下、ノズルという)の上下、左右方向の位置、被検眼からノズルの先端までのいわゆる作動距離についてのアライメント精度が要求されるが、そのアライメント精度は適正アライメント位置からの誤差が数分の1mm以下でなければならない。したがつ

本発明に係る非接触眼圧計によれば、被検者の脈波が表示手段に表示されると共に眼圧が測定された時点がその表示手段に表示されている脈波に重ねて表示される。

(実施例)

以下に、本発明に係る非接触式眼圧計の実施例を第1図~第5図を参照しつつ説明する。

第1図において、1は眼圧測定部である。この眼圧測定部1の構成は本件出願人が先に出願した特願昭59-242279号(特開昭61-122839号公報)に詳述されている。この眼圧測定部1は被検眼Eの角膜Cに向けて空気等の流体を吹き付け、角膜Cを変形させるためのエアバフ放出部10と眼圧測定及び制御回路30とを有する。そのエアバフ放出部10はノズル11とエアチャンバ12と図示を略すピストンとシリンダとを有し、エアチャンバ12には圧力センサ13が設けられている。ノズル11は空気放出用であり、圧力センサ13はエアチャンバ12内の空気圧を測定するためのものである。そのシリンダにはピストンが滑動可能に嵌合され、そのピス

ト、特公昭49-17476号に開示の眼圧計では、1秒に1~2回の脈搏変動に基づく脈波の同一位相箇所に同期させて眼圧測定を行なわせるために、最大で1秒程度は被検眼に対する眼圧計のアライメント状態を維持させなければならないことになるが、被検眼は0.2秒~3秒の周期で数分の1ms~1msの幅の範囲で固視微動をしているため、アライメント状態を1秒もの間維持させ続けることは困難であり、検者が熟練を要すると共に操作が面倒なものとなっている。

(発明の構成)

(問題点を解決するための手段)

本発明は、上記の事情を考慮してなされたもので、本発明に係る非接触式眼圧計の特徴は、被検者の脈波を検出する脈波検出手段と、該脈波検出手段によって検出された脈波波形を表示する表示手段と、前記眼圧の測定時点を前記表示手段に表示されている脈波波形に重ねて表示させる重合せ表示制御手段とを有することにある。

(作用)

トンは図示を略すソレノイドにより駆動され、そのソレノイドはソレノイド駆動回路14により励磁される。そのピストンが駆動されると、シリンダ内の空気がエアチャンバ12内に圧送され、エアチャンバ12内の空気がノズル11から被検眼Eに向かって放出される。

角膜変形検出系20はノズル11の軸線Onを境に対称に配置された一对の光学系からなっている。この第1図には、その一对の光学系の概略構成が示されており、21は発光素子、22は投影レンズ、23は結像レンズ、24は受光素子である。その発光素子21は発光素子ドライブ回路25によって駆動され、発光素子21の光は投影レンズ22により平行光束とされ、角膜Cに向けて斜め方向から投影される。角膜Cによる反射光は結像レンズ23により集光され、受光素子24の受光面に結像される。なお、受光素子24の受光面は結像レンズ23の焦点位置に配置されている。

眼圧測定及び制御回路30には測定開始スイッチ31が接続されている。この測定開始スイッチ31は

眼圧測定及び制御回路30を眼圧測定ステップに移行させる。その眼圧測定及び制御回路30は測定開始スイッチ31の測定開始指令S₁に基づいて発光素子ドライブ回路25を駆動させると共に、ソレノイド駆動回路14を駆動する機能を有する。このソレノイド駆動回路14の駆動により、ピストンが駆動され、エアチャンバ12内の圧力が上昇し、その圧力が逐次圧力センサ13により検出され、その検出出力が圧力検出回路31に検出圧力データとして入力される。この検出圧力データはノズル11から放出される流体としての空気の圧力に対応する。一方、角膜Cが所定量変形する過程においての角膜Cからの角膜反射光量Lが逐次受光素子24により検出され、その角膜反射光量Lに基づく反射光量信号が圧平検出回路32に入力される。圧平検出回路32はその反射光量信号をデジタル信号としての反射光量データに変換する機能を有する。

圧力検出回路31は圧力センサ31からの検出圧力データが所定の単位圧力上昇する都度、圧平検出回路32により検出された角膜反射光量データをR

モリ45、第2タイマー46、画像処理回路47を有する。そのスタートスイッチ41は眼圧測定及び制御回路30に接続されている。最大光量検知部42はコンパレータ48とD/A変換器49とからなっている。そのコンパレータ48、D/A変換器49は協働して受光素子24からアノログ信号として直接入力される角膜反射光量信号が最大となった時点を検知させる機能を有する。光電脈波計43はトランジスタ50とそのトランジスタ50の電圧を検出して脈波波形として出力する脈波検出回路51とからなっている。そのトランジスタ50は例えば被検者の指先Fに取付けられている。脈波検出回路51の出力はフレームメモリ45と後述する画像処理回路47に入力され、そのフレームメモリ45には脈波波形が記憶される。第1タイマー44は受光素子24の検出反射光量信号Lが最大L_{max}となった時点を計時する機能を有し、第2タイマー46はフレームメモリ45のメモリ更新を制御する機能を有する。画像処理回路47は眼圧測定及び制御回路30から出力される眼圧測定値IOPとフレームメモリ46又は

RAM33に記憶させる機能を有する。したがって、RAM33は、圧力検出回路31の検出圧力データが所定の単位圧力上昇する毎にその所定の単位圧力を目盛とするようにしてアドレスが更新され、その各アドレスに圧平検出回路32からの反射光量データがメモリーされることになる。これによって、RAM33には、第2図に示すように検出圧力Pを横軸とし、かつ、角膜反射光量Lを縦軸とする圧力-光量関数が記憶される。眼圧測定及び制御回路30の眼圧測定部はRAM33に記憶された圧力-光量関数から角膜Cが圧平（第1図の符号C'を参照）されて最大L_{max}の角膜反射光量Lと対応する検出圧力データP₀を求める。この検出圧力データP₀に基づいて被検眼Eの眼圧IOPを求める。

本発明に係る非接触式眼圧計には、上記の眼圧測定部1に、以下に説明する脈波検知及び表示手段40が付加されている。この脈波検知及び表示手段40は、スタートスイッチ41、最大光量検知部42、被検眼の脈波を検出する脈波検出手段としての公知の光電脈波計43、第1タイマー44、フレームメ

脈波検出回路51から出力される脈波波形PVとを画像合成する機能を有し、その合成画像出力は、光電脈波計43により検出された脈波波形を表示する表示手段としての表示器52に入力されて、合成画像が表示される。その表示器52は、たとえばCRTが用いられる。なお、その合成画像の詳細については後述する。

ここで、眼圧測定に先だって、スタートスイッチ41をオンすると、眼圧測定及び制御回路30の制御部が第2タイマー46と脈波検出回路51とを同時にスタートさせる。すると、トランジスタ50が指先Fにおける血流の流入、流出に基づく光の透過度、反射率等の脈波に関係する変化を光電的に検出し、電圧変化として出力する。

その電圧変化の出力は脈波検出回路51に入力されている。脈波検出回路51はその電圧変化に基づいて脈波波形PVに相当する信号をフレームメモリ45と画像処理回路47とに出力する。画像処理回路47はその脈波検出回路51の信号出力に基づいて表示器52の表示部52aに脈波波形PVを表示させる（第

5回参照)。一方、フレームメモリ45はその脈波形PVに相当する信号を記憶する。

第2タイマー46はスタートスイッチ41による指令時点 t_0 から所定時間 T_B (第4回参照)を計時する毎にフレームメモリ45に指令信号 S_1 を出力する。ここでは、その所定時間 T_B は、たとえば、人の脈搏数が少ない場合も考慮して50回/分であるとして、その2脈搏分に相当する時間2.4秒に設定されている。フレームメモリ45に記憶されている脈波形PVは、第2タイマー46から更新指令信号 S_1 が入力される都度更新される。

次に、測定スイッチ31をオンする。すると、眼圧測定及び制御回路30は眼圧測定ステップに移行する。第1タイマー44は測定スイッチ31のオンに基づく眼圧測定及び制御回路30の制御部の指令 S_0 によって計時をスタートする。受光素子24の出力は眼圧測定ステップ動作中にそのアナログ信号としての反射光量信号を最大光量検知部42を構成するコンパレータ48の一方の入力端子にも出力する。コンパレータ48の他方の入力端子にはD/A変換

しが最大 L_{max} となった時点の計時時刻 t_d を求める

ことができる。

眼圧測定及び制御回路30は、第1タイマー44から計時時刻 t_d としての計時データが入力されると、脈波検出回路45の脈波形PVに相当する信号が画像処理回路47に入力されるのを禁止しつつフレームメモリ45の脈波形PVに相当する信号が画像処理回路47に入力されるように画像処理回路47を制御する。これにより、表示器52の脈波表示部52aには眼圧IOPが測定された時点を含んで相隣接する前後の2波の脈波形PVが固定表示される。

ここで、指先Fの脈波と被検眼Eの脈波とに着目すると、必ずしも指先Fにおいての脈波の位相が被検眼Eにおいての脈波の位相に一致しているとは限らず、一般に、指先Fにおいての脈波形PVと被検眼Eにおいての脈波形PVとの間には伝搬遅れ時間 Δt が存在すると考えられる。指先Fにおいての脈波形PVの位相が被検眼Eにおいての脈波形の位相よりも進んでいる。そこで、この伝搬遅れ時間 Δt をあらかじめ設定し、この

指49のアナログ信号が入力されている。D/A変換器49はRAM33から出力されるデジタル信号をアナログ変換する。RAM33は検出圧力データが所定の単位圧力上昇する都度、眼圧測定及び制御回路30の制御部の制御によって、所定の単位圧力上昇する直前のアドレスに記憶されている反射光量データをデジタル信号としてD/A変換器49に出力する。

コンパレータ48は、受光素子24の反射光量信号の大きさとD/A変換器49からの信号の大きさとをアナログ的に光量比較し、受光素子24から入力される反射光量信号の大きさがD/A変換器49を介して入力されるRAM33の反射光量データの大きさよりも小さくなったときにストップ信号 S_2 を第1タイマー44に出力する。これは、角膜反射光量 L の最大 L_{max} を検出することを意味する。第1タイマー44は受光素子24の反射光量信号が最大となった時点を計時し、その計時時刻 t_d を計時データとして眼圧測定及び制御回路30に出力する。これによって、第3図に示すように、角膜反射光量

伝搬遅れ時間 Δt を計時時刻(角膜圧平時刻) t_d から差し引いて、眼圧測定時刻 t_c を求める(第4回参照)。この演算は眼圧測定及び制御回路30によって行なう。なお、脈波形PVの周期は約500msec~1000msecであるのに対し、眼圧測定部1による眼圧測定時間10msec以下であるので、伝搬遅れ時間 Δt の個人差はほとんど無視できる。

眼圧測定及び制御回路30はその求めた眼圧測定時刻 t_c とフレームメモリ45に記憶されている脈波形PVの時間軸とを対応させて、眼圧測定時刻 t_c においての脈波形PVの波高値CPを得る。そして、眼圧測定及び制御回路30はその波高値CPに相当する箇所に脈波のいずれの位相箇所での眼圧測定であるか否かを意味する指標Iを脈波形PVに重ね合せて表示器52が表示するようにかつ眼圧測定ステップにより得られた眼圧測定値IOPを表示器52の眼圧値表示部52bに表示器52がデジタル表示するように画像処理回路47を制御する。すなわち、眼圧測定及び制御回路30は、フレームメモリ45、第2タイマー46、最大光量検知部42、画像処理回

路47と共に、眼圧測定が脈波のいずれの位相箇所で行なわれたかを意味する指標Iを表示手段に表示されている脈波波形PWに重ね合わせて表示させる重ね合わせ表示制御手段として機能する。

なお、この実施例では表示器52の上半分の画面には、図示を略す前眼部像観察光学系と図示を略すアライメント検知光学系とによって得られた前眼部像APとアライメント指標像AIとが画像表示されている。この前眼部像観察光学系とアライメント検知光学系との構成は、本件出願人が先に出版した特願昭60-59994号(特開昭61-220625号)に詳述されている。

以上、実施例においては、光電脈波計43を用いて脈波を検出する構成について説明したが、本発明は、これに限定されるものではなく、たとえば、血流の変化に基づく容積変化をインピーダンス変化として測定するインピーダンスプレチスマグラフを利用することもできる。また実施例においては、光電脈波計43のトランスジューサ50を被検者の指先Fに取付けることにしたが、非接触式眼圧

を視覚的に把握できることに加えてその測定された眼圧値が脈波変動のいずれの位相箇所で測定されたものであるか否かを直観的に知覚することができることになり、よって、測定眼圧値を脈波変動との相関として把握することができることになって、測定眼圧値の意味付けとその信頼性の向上とを期待できる効果がある。

さらに、眼圧計のアライメント操作も脈波変動に基づく脈波の同一位相箇所で同期させて眼圧測定を行なう従来の眼圧計に較べて簡単に行なうことができる効果もある。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る非接触式眼圧計の要部構成を示すブロック図、第2図は眼圧測定に際しての角膜変形の過程において検出された検出圧力Pと角膜反射光量Lとの関係を説明するためのグラフ、第3図は角膜変形時の角膜反射光量と時間との関係を説明するためのグラフ、第4図は脈波波形の拡大図、第5図は表示器の表示の一例を示す図である。

計の架台の額受けに、被検者の額あるいはこめかみが当接するようにして取り付けておいてもよく、この一合には光電脈波計43により検出された脈波波形と眼球内の脈波波形との伝播遅れ時間 Δt をほとんど無視することができ、伝播遅れ時間 Δt に基づく眼圧測定時刻 t の補正を省略することができる。

さらに、この実施例では、眼圧測定部1の構成として、光量-圧力関係を利用するものを採用したが、たとえば、特公昭54-38437号公報に開示の光量-時間関数を利用する形式を採用することもできる。この場合には、圧平検出系の出力は、角膜反射光量Lが最大L_{max}となった時点の時刻を圧平検出データとして出力するので、第1・第4・第44、最大光量検知部42を省略できる。

発明の効果

本発明に係る非接触式眼圧計は、以上説明したように、被検者の脈波を表示すると共に、眼圧が測定された時点をその表示脈波に重ね合わせて表示する構成としたので、測定者が脈波の動的形態

1…眼圧測定部

10…エアバフ放出部

30…眼圧測定及び制御回路

42…最大光量検知部

43…光電脈波計

44…第1タイマー

47…画像処理回路

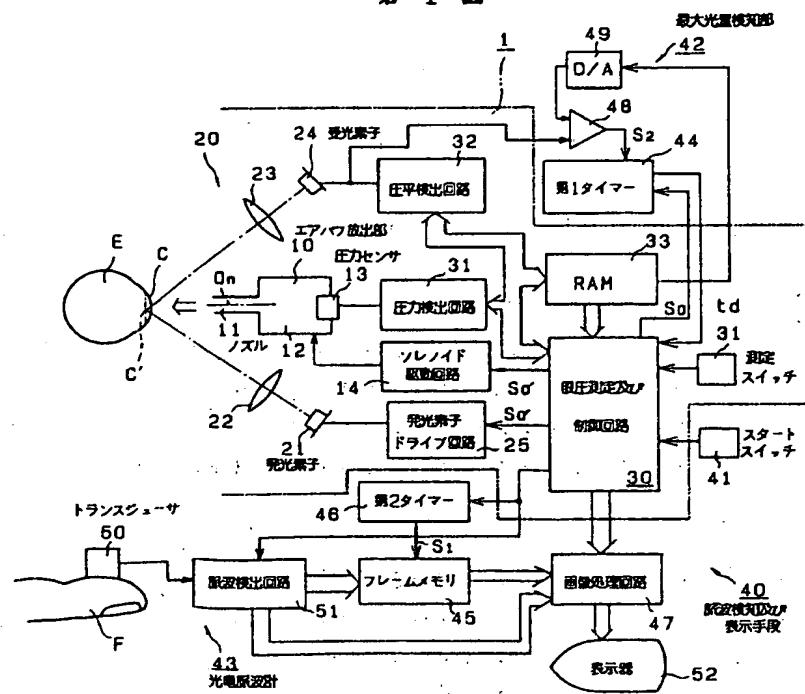
52…表示器

出願人 東京光学機械株式会社

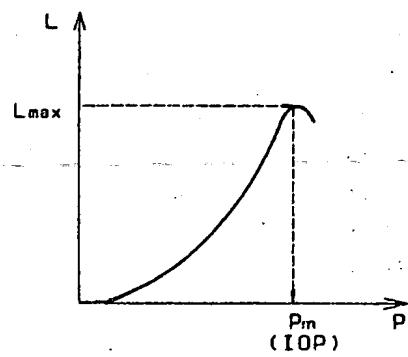
代理人 弁理士 西脇民雄



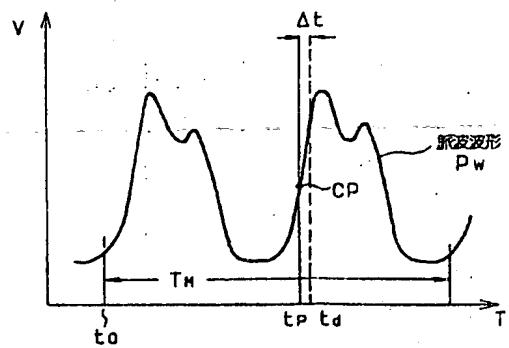
第一圖



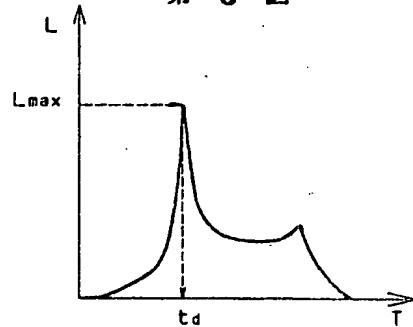
第 2 図



第 4 回



第 3 図



第 5 圖

